

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-061945

(43)Date of publication of application : 04.03.2003

(51)Int.Cl.

A61B 6/03
 // G01T 1/161
 G01T 1/164

(21)Application number : 2001-261792

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 30.08.2001

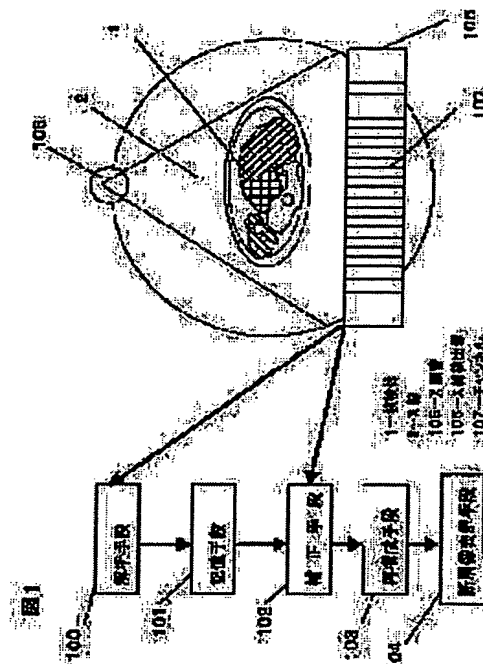
(72)Inventor : NAGAOKA TAKAYUKI
 MIYAZAKI YASUSHI

(54) X-RAY CT APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To reduce an image noise generated which is caused by a residual image due to afterglow, and prevent the lowering of a time resolving power.

SOLUTION: Without a patient 1, previously basic data on response characteristics of projection data is obtained at every channel, from the basic data, the response characteristic is dissolved into components at every time constant by an analysis means 100, and impulse response is estimated from the step response. The component ratio of plural time constants is determined and stored by a storage means 101. When the patient 1 is imaged, the projection data is always corrected by each channel 107 for every component ratio of plural time constants by a correcting means 102. The projection data is imaged by a reconfiguration means 103, and a tomographic image of the subject 1 is displayed by a tomographic image display means 104.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2003-61945
(P2003-61945A)

(43) 公開日 平成15年3月4日 (2003.3.4)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03	3 2 0	A 6 1 B 6/03	3 2 0 R 2 G 0 8 8
	3 5 0		3 5 0 H 4 C 0 9 3
// G 0 1 T 1/161		G 0 1 T 1/161	C
1/164		1/164	B

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2001-261792(P2001-261792)

(22) 出願日 平成13年8月30日(2001.8.30)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 長岡 孝行

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72) 発明者 宮崎 靖

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(74) 代理人 100075753

弁理士 和泉 良彦 (外1名)

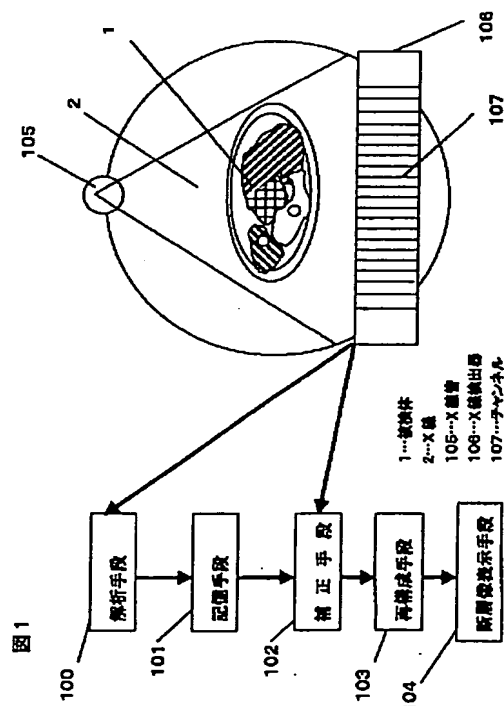
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 残光等による残像が原因で発生する画像ノイズをなくし、さらに、時間分解能の低下を防止する。

【解決手段】 予め被検体1のいない状態で、チャンネル107毎に投影データの応答特性に関する基礎データを取得し、解析手段100によって、基礎データから、応答特性を時定数毎に成分に分解し、ステップ応答から、インパルス応答を推定する方法で、複数の時定数の成分比を決定し、記憶手段101によって記憶し、被検体1の撮影時には、補正手段102によって、投影データを、随時、チャンネル107毎かつ複数の時定数の成分比毎に別々に補正する。そして、投影データを、再構成手段103で画像化し、断層像表示手段104によって、被検体1の断層像を表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線源からX線を照射し、被検体を挟んで前記X線源と対向配置された複数のチャンネルを持つX線検出器によって、逐次前記被検体を透過した前記X線の減衰量を示す投影データを取り込み、前記投影データに基づき、再構成手段により画像を再構成し、断層像表示手段により画像を表示するX線CT装置において、予め前記被検体のいない状態で、前記チャンネル毎に前記投影データの応答特性に関する基礎データを取得し、解析手段によって前記チャンネル毎に前記基礎データを解析して、前記応答特性を複数の時定数の成分比に分解し、記憶手段によって前記複数の時定数の成分比を記憶し、前記被検体撮影時には、補正手段によって、前記投影データを、前記チャンネル毎かつ前記複数の時定数の成分比毎に別々に補正して、補正投影データに変換し、前記補正投影データから前記再構成手段によって画像を再構成することを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】 請求項1の前記X線CT装置において、前記投影データの補正は、前記X線検出器の前記チャンネル毎に、直前の前記複数の時定数の成分比毎の残光の寄与と直前までの前記補正投影データとの和に、時定数に応じた減衰分を乗じて、前記複数の時定数の成分比毎の前記残光の寄与を計算し、現在の前記投影データから、前記複数の時定数の成分比毎の前記残光の寄与の総和を、減ずる事で前記補正投影データを求めることを特徴とするX線CT装置。

【請求項3】 請求項1または2の前記X線CT装置において、前記解析手段は、前記被検体がない状態で、一定時間の連続照射後に、照射を停止するステップ応答の前記投影データを応答特性の前記基礎データとして解析し、インパルス応答に対する前記複数の時定数の成分比を計算し、計算によって得られた前記インパルス応答を重畳積分して再現した前記ステップ応答の計算値と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答との、誤差を最小にする前記インパルス応答を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記基礎データの前記ステップ応答を再現する前記インパルス応答を推定することを特徴とするX線CT装置。

【請求項4】 請求項1の前記X線CT装置において、前記解析手段に遺伝的アルゴリズムを用い、前記複数の時定数の成分比を遺伝子配列とし、計算結果のインパルス応答より再現したステップ応答と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答との誤差を評価関数とし、前記遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、前記評価関数が向上する前記遺伝子配列すなわち前記複数の時定数の成分比を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記基礎データの前記ステップ応答を再現する前記インパルス応答を推定することを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、X線検出器を有するX線CT装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 X線CT装置のX線検出器は、固体検出器が主流になりつつある。このX線検出器は、X線検出の感度は向上したが、シンチレータの残光等に起因する残像の影響が顕著となり、時間分解能の低下や、画質の悪化が発生した。この残像の原因となる残光の補正方法として幾つかの方法が提示されている。

【0003】 その一つの方法として、随時、最も短い時定数成分の補正を行う方法(特公平7-090024号公報参照)がある。また、検出器出力の線形変換で補正を行う方法(特公平7-102211号公報参照)がある。さらに、随時、複数の時定数に対応した補正を行う方法(特開平6-90945号公報参照)がある。そして、重畳積分によって補正する方法(特開平6-343629号公報参照)がある。

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、残像は、通常複数の時定数成分を持つ為、単一の時定数成分では、十分に補正が出来ない。また、複数の時定数に対応した補正を行う場合は、複数の時定数成分の抽出が最適に行われなければ、十分な補正は出来ない。残像を補正するという事は、インパルス応答の補正を行う事である為、残像の時定数は、インパルス応答に対するものを抽出する必要がある。しかしながら、X線CT装置は、一般にX線検出器は離散的なサンプリングであり、またX線源の応答の遅れもある為、理想的なインパルス応答を計測する事が不可能である。

【0004】 本発明の目的は、残光等による残像が原因で発生する画像ノイズ(アーチファクト)がなく、さらに、時間分解能の低下がない、X線CT装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】 前記の目的を実現するために、本発明においては、特許請求の範囲に記載するように構成している。すなわち、本発明は、請求項1に記載のように、X線源からX線を照射し、被検体を挟んで前記X線源と対向配置された複数のチャンネルを持つX線検出器によって、逐次前記被検体を透過した前記X線の減衰量を示す投影データを取り込み、前記投影データに基づき、再構成手段により画像を再構成し、断層像表示手段により画像を表示するX線CT装置において、予め前記被検体のいない状態で、前記チャンネル毎に前記投影データの応答特性に関する基礎データを取得し、解析手段によって前記チャンネル毎に前記基礎データを解析して、前記応答特性を複数の時定数の成分比に分解し、記憶手段によって前記複数の時定数の成分比を記憶し、前記被検体撮影時には、補正手段によって、前記投影データを、前記チャンネル毎かつ前記複数の時定数の成分比毎に別々に補正して、補正投影データに変換し、

前記補正投影データから前記再構成手段によって画像を再構成することを特徴とするX線CT装置を構成する。

【0006】また、本発明は、請求項2に記載のように、請求項1の前記X線CT装置において、前記投影データの補正は、前記X線検出器の前記チャンネル毎に、直前の前記複数の時定数の成分比毎の残光の寄与と直前までの前記補正投影データとの和に、時定数に応じた減衰分を乗じて、前記複数の時定数の成分比毎の前記残光の寄与を計算し、現在の前記投影データから、前記複数の時定数の成分比毎の前記残光の寄与の総和を、減ずる事で前記補正投影データを求めることを特徴とするX線CT装置を構成する。

【0007】また、本発明は、請求項3に記載のように、請求項1または2の前記X線CT装置において、前記解析手段は、前記被検体がない状態で、一定時間の連続照射後に、照射を停止するステップ応答の前記投影データを応答特性の前記基礎データとして解析し、インパルス応答に対する前記複数の時定数の成分比を計算し、計算によって得られた前記インパルス応答を重畳積分して再現した前記ステップ応答の計算値と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答との、誤差を最小にする前記インパルス応答を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記基礎データの前記ステップ応答を再現する前記インパルス応答を推定することを特徴とするX線CT装置を構成する。

【0008】また、本発明は、請求項4に記載のように、請求項1の前記X線CT装置において、前記解析手段に遺伝的アルゴリズムを用い、前記複数の時定数の成分比を遺伝子配列とし、計算結果の前記インパルス応答より再現した前記ステップ応答と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答との誤差を評価関数とし、前記遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、前記評価関数が向上する前記遺伝子配列すなわち前記複数の時定数の成分比を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記基礎データの前記ステップ応答を再現する前記インパルス応答を推定することを特徴とするX線CT装置を構成する。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図を用いて、本発明の実施の形態について説明する。

【0010】図1～図9に示すように、これらの図は、すべて本発明の実施の形態を示す。

【0011】まず、図1は残像除去の補正手段を含む、X線CT装置の本発明による、実施の形態を示す説明図である。また、図2は、図1に示したX線CT装置の動作を説明するための、フローチャートである。さらに、図3は、図2に示したフローチャートに含まれる、ステップ応答の測定からインパルス応答を求める方法の説明図である。図4は、図2に示したフローチャートに含まれるインパルス応答を、時定数の成分比から求める方法

の説明図である。

【0012】そして、図5は、図2に示した補正方法及び、図3と図4に示したインパルス応答を、各々求めるために必要な、時定数の成分比を決定する方法の説明図である。また、図6は残像除去のアルゴリズムの説明図である。図7は、図5と同じ目的で、遺伝的アルゴリズムを使用して、時定数の成分比を求め、インパルス応答の推定値を決定する方法の説明図である。図8は、図7で説明する遺伝的アルゴリズムにおける、遺伝子配列を示す説明図である。さらに、図9は、図7における評価関数の変化を示す説明図である。

【0013】また、本発明の実施の形態では、X線源として、X線管を使用した場合について説明する。そして、本明細書において、残光は、X線検出器の出力(投影データ)であり、一方、残像は、残光を再構成した後に、画像として得られるものである。

【0014】まず、図1に示すように、X線CT装置の基本的な構成として、X線管105からX線2を照射し、被検体1を挟んでX線管105と対向配置された複数のチャンネル107を持つX線検出器106によって、逐次被検体1を透過したX線2の減衰量を示す投影データを取り込む。

【0015】そして、投影データに基づき、再構成手段103により画像を再構成し、断層像表示手段104により画像を表示する。

【0016】さらに、予め被検体1のいない状態で、チャンネル107毎に投影データの応答特性に関する基礎データを取得する。そして、チャンネル107毎に基礎データを解析して、応答特性を時定数毎に成分に分解する解析手段100と、時定数の成分比を記憶する記憶手段101と、被検体1の撮影時に投影データを、随時、チャンネル107毎かつ時定数の成分比毎に別々に補正し、残像の影響を除外した補正投影データに変換する補正手段102とを備える。

【0017】次に、図2によって、図1に示したX線CT装置における、残像の補正方法について説明する。

【0018】図2に示した、ステップ応答の測定(ステップ50)と、インパルス応答の推定(ステップ51)は、解析手段100で行う。また、投影データ(Raw Data)補正(ステップ54)は、補正手段102で行う。そして、インパルス応答の記憶(ステップ52)は、記憶手段101で行う。

【0019】まず、被検体1がいない状態で、ステップ応答の測定を行い、得られたステップ応答の投影データを基礎データとする(ステップ50)。

【0020】そして、予め設定した任意のサンプリング数もしくは時間で、X線の出力をカットする停止手段を有する。停止手段はX線CT装置がX線を照射後、任意の時間、例えばスキャン時間の半分の時間が経過した時点で、図1に示したX線管105からの出力を停止す

る。こうして得たステップ応答の測定(ステップ50)のデータから、図3に示したインパルス応答68の時定数の成分比を解析し、インパルス応答を推定する(ステップ51)。そして、インパルス応答68の時定数の成分比は、チャンネル毎に記憶する(ステップ52)。

【0021】実際に、図2に示すように、被検体撮影(ステップ53)を行う時には、スキャン中に、投影データを図1に示したX線検出器106から取り込む毎に、投影データを補正する(ステップ54)。

【0022】そして、補正した補正投影データは、通常のX線CT装置と同様に再構成され(ステップ55)、被検体1の断層像を構築し、断層像を、断層像表示手段104に表示する(ステップ56)。

【0023】次に、図2に示したステップ応答の測定から、インパルス応答の推定を実施する方法について説明する。

【0024】図3に示すように、補正の基本となるステップ応答66は、基礎データとして、被検体1がいない状態で撮影し、取得する。

【0025】また、ステップ応答66を取得する時のX線の照射及び、図1に示したX線検出器106の応答は次のようになる。

【0026】ステップ入力65は、図3(a)に示すようにインパルス入力67を連続して行ったものと同じである。インパルス応答68は図3(c)に示したように、理想的なインパルスが入力したと仮定した場合の出力結果であり、ステップ応答66は、連続した入力に対する出力であるので、ステップ応答66は、インパルス応答68の重畳積分として表せる。逆にインパルス応答68を推定できれば、ステップ応答66は決定する。

【0027】また、図1に示したX線管105のオン/オフ制御は難しいので、図3(b)に示したステップ応答66の取得と比較して、図3(c)に示したインパルス応答68の取得は困難である。

【0028】すなわち、ステップ入力65の方が、インパルス入力67に比べて、パルス幅が長いために、制御が簡単であり、ステップ応答66の方が、容易に測定できる。

【0029】ここで、インパルス応答68は、次式のように複数の時定数の成分比を持つ指数関数的な特性を有する。

【0030】

$$X(t) = \sum S_i \cdot \exp(-t/\tau_i) \quad (1)$$

ここに、 $X(t)$ は、インパルス応答で、 t はインパルス入力からの時間、 S_i は、時定数の成分比、 τ_i は、 n 個の異なる時定数である。したがって、時定数の成分比 S_i と n 個の異なる時定数 τ_i の組を決定すればインパルス応答68を再現でき、ひいては、ステップ応答66を再現できる事になる。

【0031】そして、時定数の成分比 S_i と n 個の異なる

時定数 τ_i の組を決定する方法の一つとして、まず、 n 個の異なる時定数 τ_i を等比級数的あるいは、対数的に予め決定しておき、時定数の成分比 S_i の分布を推定する。

【0032】次に、図3に示したステップ応答66から、インパルス応答68の推定値を求める方法について説明する。

【0033】図3(b)に示したステップ応答66と、図3(c)に示したインパルス応答68の関係は、次式ののように、重畳積分として表せる。

【0034】

【数1】

$$Z(t) = \sum_{i=0}^t X(t-i) \quad (t > t_0) \quad (2)$$

ここに、

$Z(t)$: 時間 t が t_0 を超えた時のステップ応答の実測値
 $X(t-i)$: 時間 t 、時定数の成分比 i のインパルス応答
 そして、図4に示したように、本発明による時定数の成分比 S_i の分布70は、横軸に時定数を取り、縦軸に成分比を取ると、図のような分布になり、その積分値は1である。時定数の成分比 S_i の分布70と、図3に示した、インパルス応答68およびステップ応答66は、夫々強い相関があり、時定数の成分比 S_i の分布70を決定すれば、図3に示した、インパルス応答68とステップ応答66とが決定できる。また、成分比は、図4に示したように、例えば、時定数0.1msから1000msの、複数の時定数の成分比 S_i を有している。

【0035】次に、図5に示すフローにしたがって、実際に計測したステップ応答の実測値 $Z(t)$ から時定数の成分比 S_i の分布70及び、インパルス応答の推定値 $X(t)$ を求める方法を説明する。

【0036】まず、インパルス応答の初期値を任意に設定する(ステップ71)。次に、インパルス応答 $X(t)$ の暫定値を式(1)により、計算して求める(ステップ72)。そして、式(2)の重畳積分(ステップ73)により、ステップ応答の計算値 $Z'(t)$ を求める(ステップ74)。このステップ応答の計算値 $Z'(t)$ と、実際に計測したステップ応答の実測値 $Z(t)$ (ステップ75)との2乗誤差を評価関数 $\phi(S_i)$ として次式のように設定する。

$$\phi(S_i) = (Z(t) - Z'(t))^2 \quad (3)$$

そして、評価関数 $\phi(S_i)$ の大きさに応じて、図4に示した時定数の成分比 S_i の分布70を修正するフィードバックループを用いる事で、インパルス応答を式(1)を使って再計算し、ステップ応答の計算値 $Z'(t)$ と、実際に計測したステップ応答の実測値 $Z(t)$ との誤差評価を、式(3)を使って評価する(ステップ76)。

【0038】このように、評価関数 $\phi(S_i)$ を漸近的に小さくするが、一般的に、評価関数 $\phi(S_i)$ は必ずしも0にする事は出来ない。そこで、実用上十分小さくなるように閾値を設定し、評価関数 $\phi(S_i)$ が閾値以下になったらフィードバックループを脱出するようにする事で、図3

に示したステップ応答66を再現する図4に示した時定数の成分比 S_i の分布70を決定する(ステップ70)。また、時定数の成分比 S_i の分布70に基づき、式(1)を使って、インパルス応答の推定値 $X(t)$ を決定する(ステップ77)。

【0039】次に、投影データ(計測データ)を補正して、補正投影データを求める方法を説明する。

【0040】図6に示すように、残光と発光量による計測データは、横軸を時間 t とし、縦軸は発光強度で表せ

ここに、
 $DA(k)$: サンプリグ数 k 番目の補正投影データ ただし $DA(0)=DB(0)$

$DB(k)$: サンプリグ数 k 番目の計測データ

S_i : 時定数 i 番目の成分比

$Bi(k)$: サンプリグ数 k 番目、時定数 i 番目の残光の寄与、ただし $Bi(0)=0$

すなわち、式(4)に示したように、 $Bi(k)$ は、時定数 i 番目の成分比毎の残光の寄与分なので、計測するデータ、つまり、現在の投影データ $DB(k)$ から、複数の時定数 i 番目の成分比毎の残光の寄与 $Bi(k)$ の総和を減じれば、補正投影データ $DA(k)$ が得られる。

【0043】また、これらの補正投影データ $DA(k)$ は、

$$Bi(k) = (Bi(k-1) + DA(k-1)) \cdot \exp(-\Delta t / \tau_i) \quad (5)$$

ここに、

$Bi(k-1)$: サンプリグ数 k 番目の直前 $k-1$ 番目の複数の時定数の成分比毎の残光の寄与

$DA(k-1)$: サンプリグ数 k 番目の直前 $k-1$ 番目の補正投影データ

Δt : サンプリグ数 k 番目と直前 $k-1$ 番目の時間間隔

τ_i : i 番目の時定数($\tau_0=0.1\text{ms}$, ..., $\tau_4=1000\text{ms}$)

すなわち、式(5)に示したように、サンプリグ数 k 番目における、複数の時定数の成分比毎の残光の寄与 $Bi(k)$ は、サンプリグ数 k 番目の直前 $k-1$ 番目における、時定数 τ_i の残光の寄与 $Bi(k-1)$ と、サンプリグ数 k 番目の直前 $k-1$ 番目の補正投影データ $DA(k-1)$ との和に、時定数 τ_i に応じた Δt の減衰分 $\exp(-\Delta t / \tau_i)$ を乗じたものになる。

【0046】また、これら式(4)及び(5)による計算は、図1に示したX線検出器106のチャンネル107毎に計算され、補正投影データ $DA(k)$ に変換する。

【0047】次に、補正投影データ $DA(k)$ を各チャンネル107毎に、かつ、複数の時定数の成分比毎に、図1に示した記憶手段101に記憶し、計算する毎に結果を更新する。

【0048】そして、図1に示した再構成手段103により、補正投影データ $DA(k)$ を使って、補正後の画像を作成する。

【0049】以上、説明したように、図1、図2、図3、図4、図5、及び図6に示した実施の形態によれば、ステップ応答66に基づいて、インパルス応答68を構成する複数の時定数の成分比を抽出し、残光等による残像が原因で発生する画像ノイズがなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質のX線CT装置が実現す

る。

【0041】今、サンプリグ数 k 番目に着目して、補正投影データ $DA(k)$ を求める場合は、次式で計算できる。

【0042】

【数2】

$$DA(k) = DB(k) - \sum_{i=0}^n Si \cdot Bi(k) \quad (4)$$

ここに、

図1に示した、X線検出器106のチャンネル107毎に計算する。

【0044】そして、この時の複数の時定数の成分比毎の、残光の寄与 $Bi(k)$ は、図6に示した範囲について、次式で計算できる。

【0045】

る。

【0050】また、X線CT装置の残光補正の計算式(4)(5)によって、補正手段102で、投影データの補正が可能となる。

【0051】さらに、図5に示した、時定数の成分比 S_i の決定及びインパルス応答の推定値の計算フローによれば、ステップ応答の投影データを基礎データとして、2乗誤差を最小にするインパルス応答の推定を漸近的、かつ再帰的に計算し、インパルス応答の推定を自動的に実行することで高画質のX線CT装置を実現する。

【0052】次に、図7に示したフローは、図3に示したインパルス応答68の推定値を、求めるためのインパルス応答68及び、ステップ応答66の解析手段として、遺伝的アルゴリズム(Genetic Algorithm)を適用した例である。遺伝的アルゴリズムは、最適化問題の解法としてよく用いられる手法の一つである。

【0053】そして、図7に示した遺伝子配列 Sim は、図8に示したように、複数の時定数の成分比 S_i を遺伝子配列とした。そして、式(2)によって、インパルス応答 $X(t)$ により計算したステップ応答の計算値 $Z'(t)$ と、基礎データとして取得したステップ応答の実測値 $Z(t)$ との2乗誤差 $\phi(S_i)$ (式(3))を評価関数とした。

【0054】さらに、図7に示した、遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、評価関数 $\phi(S_i)$ が向上する遺伝子配列すなわち時定数の成分比を漸近的に計算する。遺伝的アルゴリズムでは、複数の遺伝子配列 $\{S_1, S_2, S_3, \dots, Sim\}$ を用いた。

【0055】図7に示したように、初期状態として、これら複数の遺伝子配列 $S_1 \sim Sim$ ($m=10$)をランダムにセットする(ステップ82)。そして、世代交代ループの中

で、まず、表現形の計算は、遺伝子配列毎に、図3で説明した式(2)によって、ステップ応答の計算値 $Z'(t)$ を計算する(ステップ83)。

【0056】次に、誤差評価によって、ステップ応答の実測値 $Z(t)$ とステップ応答の計算値 $Z'(t)$ との誤差の2乗和が小さい順に、並び替え(ソート)て、評価関数 $\phi(Si)$ が閾値($=2$)よりも大きい場合は、次のステップ85の処理に移行する(ステップ84)。この誤差評価は、インパルス応答 $X(t)$ に対応する評価関数 $\phi(Si1)$ 、 $\phi(Si2)$ 、、、 $\phi(Si10)$ の中で、良い評価関数を有する遺伝子配列ほど、次世代に生き延びる確率を高くしてより良い遺伝子配列を選別する。

【0057】そして、誤差の大きさに従って、淘汰のオペレーションによって、遺伝子配列 $Si1 \sim Si10$ の下位半分の遺伝子配列を死滅させ、上位半分の遺伝子配列を2倍に増殖させる。これにより、劣悪な遺伝子配列を削除し、良好な遺伝子配列を残すようにする(ステップ85)。

【0058】さらに、交叉のオペレーションによって、良い評価関数の遺伝子配列から順に、他の遺伝子配列と、配列の一部を交換する(ステップ86)。そして、突然変異のオペレーションによって、遺伝子配列の一部に突然変異を発生させて(ステップ87)、この世代交代ループを繰り返し、評価関数 $\phi(Si)$ を漸近的に小さくする。

【0059】また、世代交代ループの中で、誤差評価の結果、評価関数 $\phi(Si)$ が閾値($=2$)よりも小さくなれば、世代交代ループを抜けて(ステップ84)、最も誤差が小さい遺伝子配列81を得ることができる。

【0060】そして、図7に示した本発明による実施の形態の場合について、時定数 0.1ms の各遺伝子配列 $Si1 \sim Si10$ の評価関数 $\phi(Si)$ を世代交代ループ毎に計算すると、図9に示す結果が得られる。図9からわかるように、図7に示した実施の形態の場合は、世代交代ループは、世代が、150回目で設定した閾値($=2$)より、すべての遺伝子配列 $Si1 \sim Si10$ の評価関数 $\phi(Si)$ が小さくなり、最も誤差が小さい遺伝子配列の結果が得られる。

【0061】もちろん、一般的に、評価関数 $\phi(Si)$ は必ずしも0にする事は出来ないが、実用上十分小さくなるように閾値を設定し、評価関数 $\phi(Si)$ が閾値以下になったら世代交代ループを抜けるようにする事で、図3に示したステップ応答66を再現する時定数の成分比 Si の分布70を決定する事ができる。

【0062】そして、図7～図9に示した実施の形態によれば、時定数の成分比を遺伝子配列とし、遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、誤差が小さくなる遺伝子配列、すなわち時定数の成分比を漸近的、かつ再帰的に計算し、インパルス応答68を自動的に推定することで、残光等による残像が原因で発生する画像ノイズ

がなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質のX線CT装置が実現する。

【0063】なお、本発明のX線CT装置に使用するX線管は、X線源の一つの実施形態であり、X線管に限定されず、電子ビーム及び、放射線源(ラジオアイソトープ)等でも、同様な効果が得られることは明らかである。

【0064】

【発明の効果】本発明の実施によって得られる効果を各請求項ごとに説明する。

【0065】まず、請求項1の発明においては、ステップ応答に基づいて、インパルス応答を構成する複数の時定数の成分比を抽出し、残光等の残像による画像ノイズがなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質のX線CT装置を実現する。

【0066】また、請求項2の発明においては、投影データの補正によって、残光等の残像による画像ノイズがなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質のX線CT装置を実現する。

【0067】また、請求項3の発明においては、ステップ応答の投影データを基礎データとして、2乗誤差を最小にするインパルス応答を漸近的、かつ再帰的に計算し、インパルス応答を推定することで、自動的に、残光等の残像による画像ノイズがなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質のX線CT装置を実現する。

【0068】また、請求項4の発明においては、時定数の成分比を遺伝子配列とし、遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、評価関数が向上する遺伝子配列、すなわち時定数の成分比を漸近的、かつ再帰的に計算し、インパルス応答を自動的に推定することで、残光等の残像による画像ノイズがなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質のX線CT装置を実現する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態である、残像除去の補正手段を含む、X線CT装置を示す図である。

【図2】図1に示したX線CT装置の動作を説明するための、フローチャートである。

【図3】図2に示したフローチャートに含まれる、ステップ応答の測定からインパルス応答を求める方法の説明図である。

【図4】図2に示したフローチャートに含まれるインパルス応答を、時定数の成分比から求める方法の説明図である。

【図5】図1に示したX線CT装置における、時定数の成分比を決定する方法の説明図である。

【図6】図1に示したX線CT装置における、残像除去のアルゴリズムの説明図である。

【図7】図1に示したX線CT装置における、遺伝的アルゴリズムによって時定数の成分比を求め、インパルス応答の推定値を決定する方法の説明図である。

【図8】図7で説明する遺伝的アルゴリズムにおける、遺伝子配列を示す説明図である。

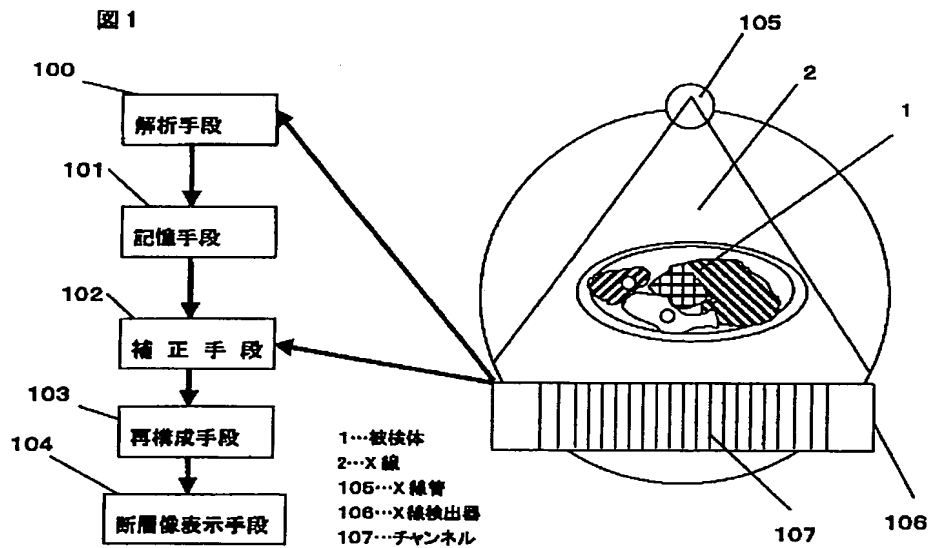
【図9】図7で説明する遺伝的アルゴリズムにおける、評価関数の変化を示す説明図である。

【符号の説明】

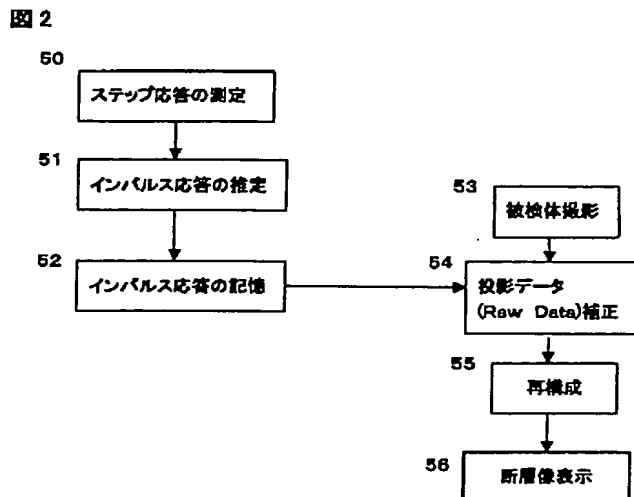
1…被検体
2…X線
65…ステップ入力
66…ステップ応答
67…インパルス入力
68…インパルス応答
70…時定数の成分比

80…遺伝子配列
81…誤差最小の遺伝子配列
88…残光成分の遺伝子配列
100…解析手段
101…記憶手段
102…補正手段
103…再構成手段
104…断層像表示手段
105…X線管
106…X線検出器
107…チャンネル

【図1】

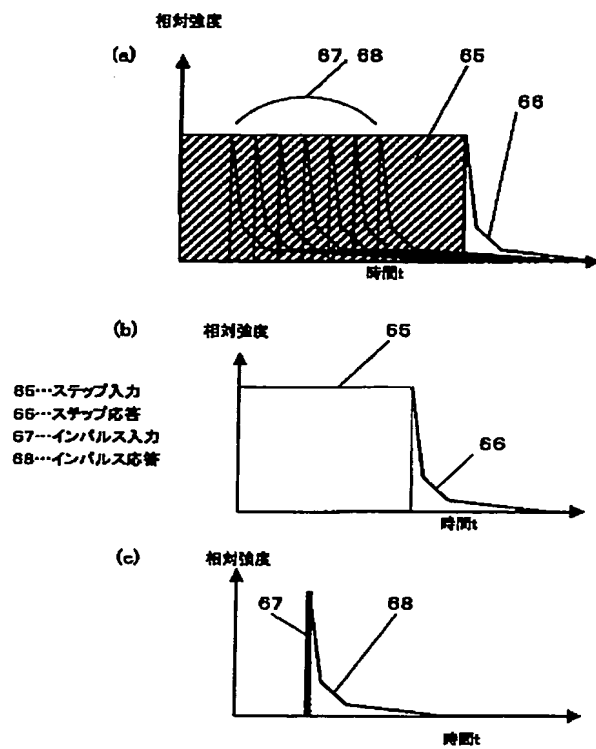


【図2】



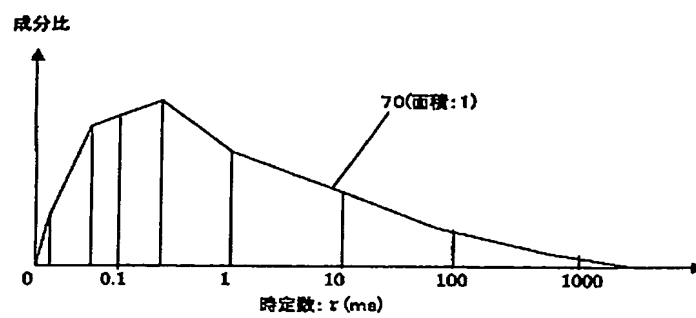
【図3】

図3



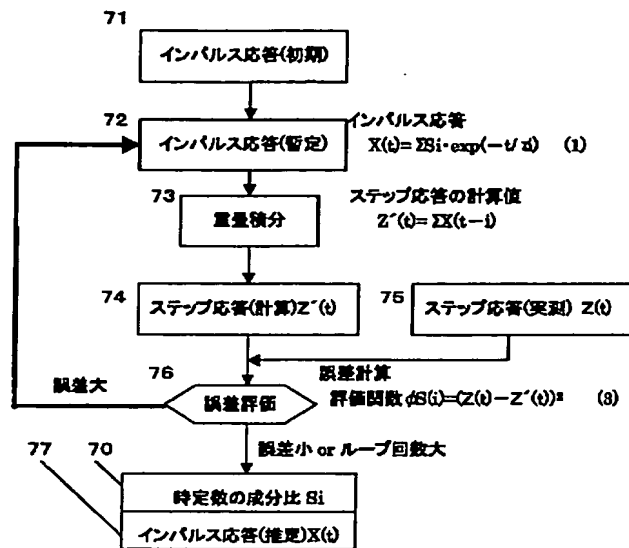
【図4】

図4



【図5】

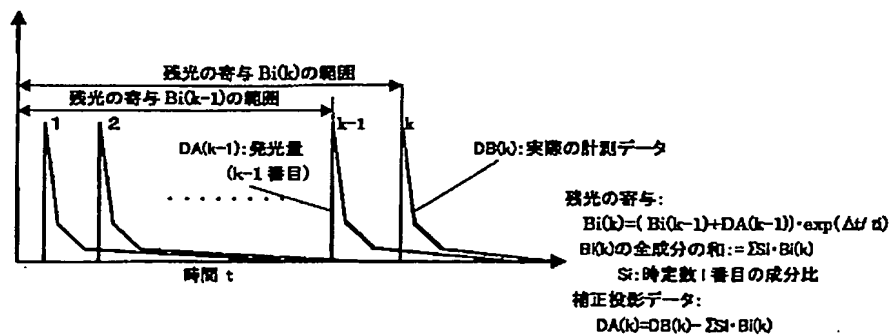
図5



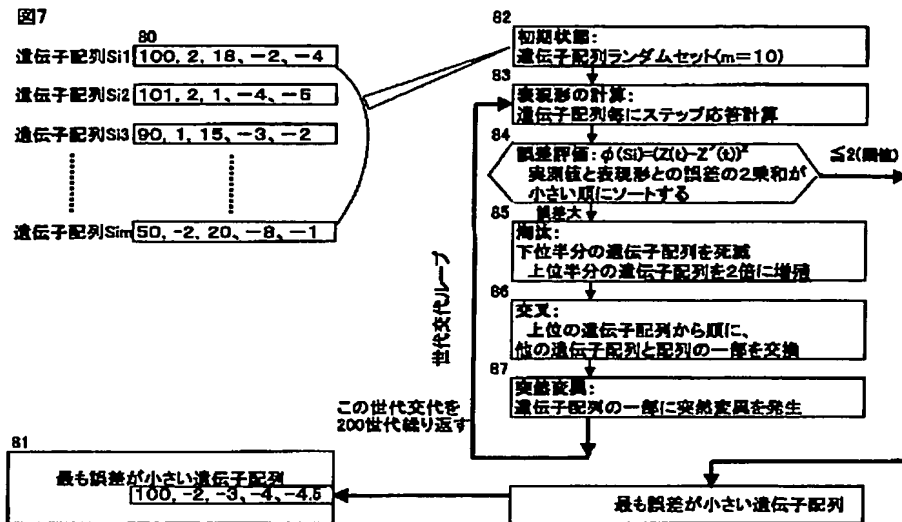
【図6】

図6

相対強度

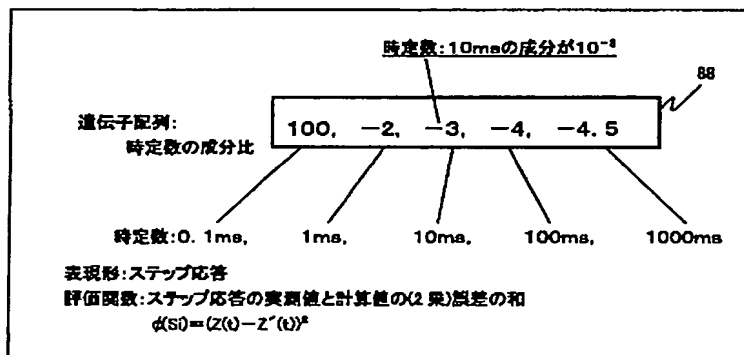


【図7】

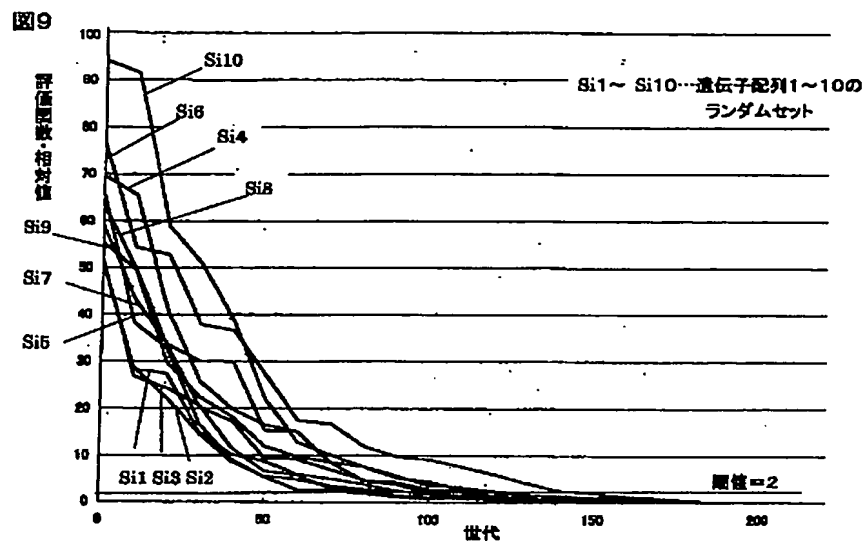


【図8】

図8



【図9】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 GG19
 GG20 JJ04 JJ05 KK02 KK33
 LL12 LL18 LL28
 4C093 AA22 CA03 CA13 EB12 FC17
 FC30

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.